Und 79

Aus der Universitäts-Hautklinik Hamburg-Eppendorf
Direktor: Professor Dr. Dr. J. Kimmig

Durchblutungsmessungen an der Haut nach Einwirkung infraroten Lichtes unterschiedlicher spektraler Zusammensetzung

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von
Peter Kiwull

Hamburg
1961

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548107_0077

Aus der Universitäts-Hautklinik Hamburg-Eppendorf
Direktor: Professor Dr. Dr. J. Kimmig

Durchblutungsmessungen an der Haut nach Einwirkung infraroten Lichtes unterschiedlicher spektraler Zusammensetzung

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von
Peter Kiwull

Hamburg
1961

Angenommen von der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

am: 14. 8. 1961

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

Dekan: Professor Dr. Malorny

Referent: Priv. Doz. Dr. Wiskemann

Korreferent: Prof. Dr. Kimmig

Inhaltsverzeichnis:

Seite

A) Einleitung

Physikalische und biologische Eigenschaften der Infrarot-Strahlung 3

Unterschiedliche Infrarot-Strahlertypen 5

Wirkungen der Infrarot-Strahlung auf den Menschen 8

Indikationen zur Infrarot-Bestrahlung in der Dermatologie 14

B) Eigene Untersuchungen

Übersicht über die Versuche 15

Meßprinzip der Durchblutungsmessungen mit dem Hautwärmeleitmesser 16

Durchführung einer Durchblutungsmessung mit dem Hautwärmeleitmesser 19

1. Versuchsreihe 23

2. Versuchsreihe 34

3. Versuchsreihe 4o

4. Versuchsreihe 42

C) Auswertung und Diskussion der Ergebnisse 45

Zusammenfassung 49

Literaturnachweis 52

Das Anwendungsgebiet der Infrarot-Bestrahlung in der modernen dermatologischen Therapie ist verhältnismäßig eng begrenzt. Andererseits steht eine ganze Reihe von Infrarot-Strahlern zur Verfügung, die bezüglich ihrer physikalischen Eigenschaften und zum Teil auch der Aufwendigkeit ihrer Bauart erhebliche Unterschiede aufweisen. Da bisher quantitative Untersuchungsergebnisse über den wohl wichtigsten therapeutischen Effekt der lokalen Infrarot-Bestrahlung, nämlich die Durchblutungsförderung, nicht vorliegen, hat man sich bei entsprechenden Indikationen bei der Wahl des Strahlers oft von physikalisch orientierten Gedankengängen leiten lassen, d.h. Strahler mit größter Energie-Absorption in der Haut bevorzugt.

In dieser Arbeit wird über quantitative Untersuchungen über die Wirkung einiger typischer Infrarot-Strahler auf die Hautdurchblutung, sowohl am Ort der Bestrahlung wie auch auf andere Hautbezirke, berichtet. Die Messungen wurden mit einem elektrischen Wärmeleitmesser (FLUVOGRAPH nach HENSEL) vorgenommen. Außerdem wurde die Durchblutung nach unterschiedlichen Bestrahlungszeiten geprüft, sowie in 3 geeigneten Fällen Vergleichsmessungen strahlenveränderter und gesunder Haut angestellt.

Physikalische und biologische Eigenschaften der IR-Strahlung.

Unter Infrarotstrahlung versteht man optische Strahlung der Wellenlängen 0,76 µ (Sichtbarkeitsgrenze) bis etwa 100 µ. Therapeutische Bedeutung hat nur der Bereich zwischen 0, 76 µ und 15 µ. Man unterscheidet je nach Eindringvermögen in die Haut kurzwelliges IRA (0,76 - 1,5 µ), mittelwelliges IRB (1,5 - 3 µ) und langwelliges IRC (>3 µ), bzw. near IR und far IR. (Tab. 1)

Betrachtet man die voneinander abhängigen physikalischen und biologischen Eigenschaften der einzelnen Infrarot-Strahler, so unterscheiden sie sich voneinander bezüglich ihrer Oberflächentemperatur, dem Spektralbereich der emittierten Strahlung, der Eindringtiefe der Strahlung in die Haut, der Größe der zulässigen Dauerbelastung der Haut, sowie der Reflexion durch die Haut.

Die Oberflächentemperatur des Strahlers bestimmt das emittierte Spektrum, wobei sich nach dem WIENschen Verschiebungsgesetz das Maximum im Spektrum mit steigender Temperatur immer mehr zu den kürzeren Wellen hin verlagert. In Abb. 3 sind Annäherungskurven für einige Strahler mit unterschiedlicher Oberflächentemperatur dargestellt.

Die Eindringtiefe der Strahlung in die Haut ist von ihrer spektralen Zusammensetzung abhängig. Wie Abb. 2 zeigt, bietet die Haut für Wellenlängen zwischen 0,7 und etwa 1,3 µ die größte Durchlässigkeit. Die geringe für Strahlung <0,7 µ und für solche >1,35 µ ist auf die starke Absorption von Oxyhämoglobin einerseits und H_2O andererseits zurückzuführen.

Einteilung des Infrarot - Spektrums

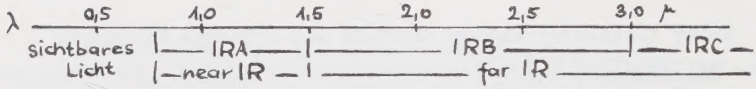


Abb. 1

Durchlässigkeit für optische Strahlung

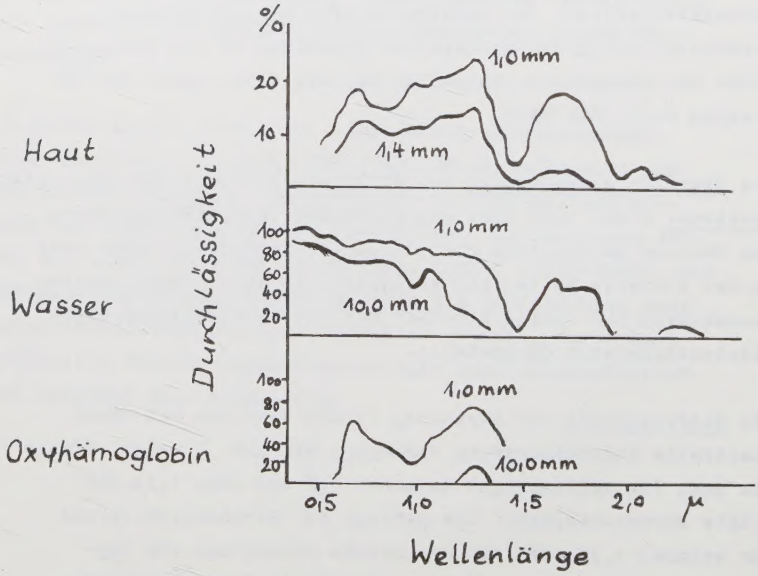


Abb. 2

(Nach HENSCHKE 1939)

Die Eindringtiefe der maximal penetrierenden Strahlung (0,6 - 1,3 µ) ist aus Abb. 4 zu ersehen. Die Angaben von HENSCHKE 1939 stimmen im Wesentlichen mit denen von HARDY und MUSCHENHEIM (1934), GAERTNER (1931) und NÜCKEL (1951) überein.

Die Eindringtiefe darf demnach nicht überschätzt werden. So beträgt die Strahlung in 1 cm Tiefe nur noch 3.10^{-4} der auffallenden Strahlung (SEITZ 1955). - Mit den am tiefsten eindringenden Wellenlängen, die damit das flachste Temperaturgefälle in der Haut hervorrufen, ist die stärkste Dauerbelastung für die Haut möglich.

Ein Teil der auftreffenden Strahlung wird von der Hautoberfläche reflektiert. Die Reflexion (Abb. 5) ist wellenlängenabhängig.

Unterschiedliche Infrarot-Strahler-Typen.

Von allen Arten von Infrarot-Strahlern kommen hochbelastete Wolframdrahtlampen mit Oberflächentemperaturen von 2600 - 2900° C am meisten zur Anwendung. Bekannte Ausführungen sind die Sollux Infraphil. Ihr Emissionsmaximum liegt etwa bei 1 µ, also in dem Bereich, der das größte Eindringvermögen in die Haut erzielt. Der nur zu 5 % aus sichtbarem Licht bestehende Anteil der Strahlung läßt sich bei etwaiger Blendung durch Vorschaltung eines roten Kolbenglas-Filters ohne Einschränkung der wirksamen Infrarot-Strahlung noch weiter reduzieren. Das erhitzte Filter strahlt seinerseits langwelliges Infrarot ab.

Temperaturabhängige Intensitätsverteilung spektral unterschiedlicher IR-Strahler

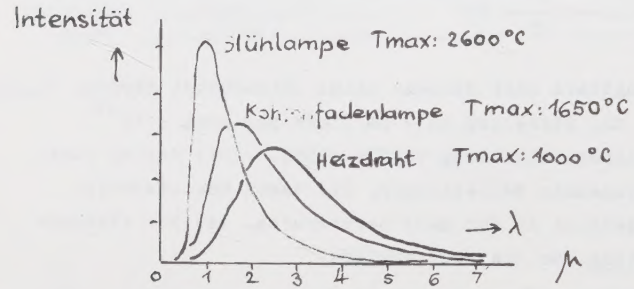


Abb. 3 In Anlehnung an NÜCKEL 1951
van WIJK 1941

Eindringtiefe von IR-Strahlung (0,6–1,3 μ)

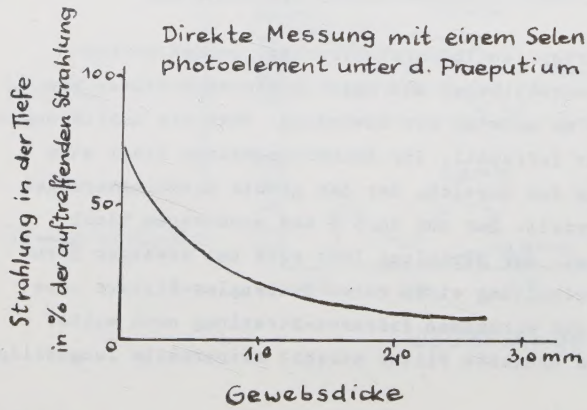


Abb. 4 nach HENSCHKE 1939

Eine noch stärkere Belastbarkeit der Haut erreicht man durch Abfilterung der wenig penetrierenden Wellenlängen >1,4 µ durch ein Wasserfilter. Dieses Prinzip ist bei der ARASOL-Lampe der Hanauer-Quarzlampen-Gesellschaft verwirklicht.

Weniger Verwendung finden heute niedrig belastete Glühlampen und Kohlenfadenlampen mit einer Oberflächentemperatur von etwa 1600°C und einem entsprechenden Emissionsmaximum bei 1,5 µ.

Mit einem noch weiter zum langwelligen Infrarot verschobenen Spektrum folgen dann rotglühende Heizspiralen, wie sie in Heizsonnen Verwendung finden. Sie strahlen maximal Wellenlängen zwischen 2 und 3 µ aus bei einer Oberflächentemperatur von etwa 1000°C.

Zuletzt wären noch dunkle, nicht leuchtende Strahler zu erwähnen, deren Emissionsbereich zwischen 2 und 12 µ liegt.

Absolute Vergleichswerte für die Dauerbelastung mit verschiedenen Strahlern sind von van WIJK (1941) angegeben worden. Durch eigene Messungen, bei denen allerdings nur Relativgrößen angegeben werden können, konnten diese Werte zum Teil bestätigt werden.

Wirkungen der Infrarotbestrahlung.

Während die relativ größere Quantenenergie des sichtbaren Lichtes durch Anregung der Atome photochemische Reaktionen (Photosynthese, Sehvorgang) auszulösen vermag, versetzt die Energie der Infrarot-Strahlung die Atome nur in Schwingungen, d.h. sie erzeugt Wärme. Photochemische Wirkungen bedürfen der Vermittlung eines Photosensibilisators und spielen eine untergeordnete Rolle.

In erster Linie kommt es zu einer Erhöhung der Hauttemperatur, die in der Schicht der Thermoreceptoren ein Wärmegefühl erzeugt. Über Lage und Morphologie der Thermoreceptoren besteht keine Eindeutigkeit. Es werden 0,1 mm Gewebstiefe angegeben (BÜTTNER 1936). HENSEL (1952) spricht aufgrund von elektrophysiologischen Untersuchungen von mindestens 0,6 mm für die Wärmereceptoren, während die Kältereceptoren oberflächlicher liegen sollen. Von ihm angeführte Autoren fanden Werte von 0,3 - 0,6 mm. Auf jeden Fall ist hierbei wohl die Dicke der Hornschicht mit ausschlaggebend. Die als spezifische Empfänger bekannten KRAUSEschen Endkolben und RUFFINIschen Körperchen sind nach STÖHR (1951) morphologisch nicht scharf abgrenzbar sondern aus einer fließenden Formenreihe herausgegriffen.

Zur Physiologie der Wärmeempfindung wäre zu sagen, daß eine ältere Theorie, nach der nur zeitliche Temperaturveränderungen wirksam sein sollen, durch die bekannte Tatsache von Wärmedauerempfindungen (kalte Füße usw.) widerlegt ist. Auch spielt die Richtung des Temperaturgefälles bei der Temperaturempfindung keine Rolle: HENSEL (1955) konnte auch bei Umkehrung des Temperaturgefälles durch Veneninjektionen eine gleich sinnige Temperaturempfindung auslösen.

Nach HENSEL (1952, 1955) ist abgesehen von der Reizflächengröße die absolute Temperatur im Zusammenhang mit der zeitlichen Temperaturänderung für die Wärmeempfindung ausschlaggebend. Mit zunehmendem Abstand von der Indifferenztemperatur wird die eine Empfindung auslösende zeitliche Temperaturänderung immer kleiner und so kommt es etwa ab 39°C zu einer Dauerempfindung. Bei elektrophysiologischen Untersuchungen ließen sich an den entsprechenden Nerven Dauerentladungen mit temperaturabhängiger Frequenz nachweisen.

Die Verteilung der Temperatur im Gewebe ist von der spektralabhängigen Strahlungsabsorption sowie der Wärmeleitung durch das Gewebe (Konduktion) und dem Wärmetransport durch das Blut (Konvektion) abhängig (BÜTTNER 1936). Das unterschiedliche Eindringvermögen verschiedener Infrarotstrahlung wirkt sich jedoch infolge Wärmekonduktion und Wärmekonvektion nur in beschränktem Maße auf den Temperaturabfall im Gewebe aus. (Abb. 6)

Der Bestrahlungsstärke ist durch die Schmerzempfindung eine Grenze gesetzt, für die der Temperaturanstieg in der Schicht der Thermoreceptoren in Zusammenhang mit Reizung der cutanen Schmerznerven ausschlaggebend ist. Diese Schmerzgrenze wird bei Verwendung der stärker penetrierenden kurzwelligen Infrarotstrahlung erst bei einer größeren Bestrahlungsstärke erreicht als bei langwelligem Infrarot, entsprechend den unterschiedlichen Werten für die Dauerbelastung der Haut (siehe S.7) .Weiter sind für die Schmerzempfindung ausschlaggebend: Bestrahlungsdauer, Ausgangstemperatur der Haut sowie die Lokalisation (Benjamin 1956). So wird beispielsweise die Schmerzschwelle an der Handinnenfläche später erreicht als am Vorderarm.

Reflexion optischer Strahlung an der Haut

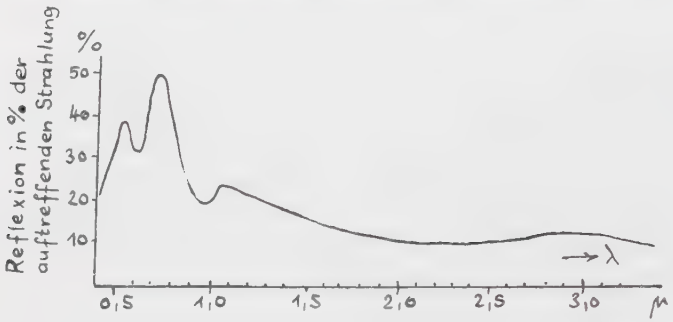


Abb. 5

nach HENSCHKE 1939

Temperaturverteilung im Gewebe

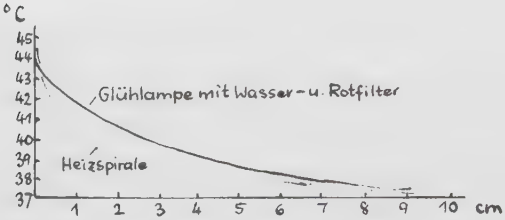


Abb. 6 Temperaturabfall im Gewebe bei Bestrahlung mit kurz- und langwelliger IR-Strahlung bei jeweils maximal verträglicher Bestrahlungsstärke (nach HENSCHKE)

Wird der Haut Wärmestrahlung zugeführt, so bewirken von den Thermoreceptoren ausgehende Impulse eine zentral und peripher gesteuerte Gegenregulation. Es kommt zu einer Warmeabgabe durch eine Steigerung der Hautdurchblutung, durch das Wärmeerythem. Dadurch steigt die Warmeleitfähigkeit der Haut, die Wärmeabgabe durch Konvektion, die Hauttemperatur und mit letzterer die Wärmeabgabe durch Strahlung und Verdunstung. Die Erwärmung der Haut führt weiter zu einer lokalen Stoffwechselsteigerung. Wenn auch die volle Wirkungsweise, auf der der therapeutische Effekt der Infrarotstrahlung beruht, nicht bekannt ist, so muß man die Durchblutungssteigerung doch als das wesentlichste Moment auffassen. Sie fördert die Resorption und wirkt schmerzstillend.

Sie ist nicht nur auf das Bestrahlungsfeld beschränkt, sondern tritt als sogenannte konsensuelle Reaktion auch an nicht bestrahlten Hautbezirken und inneren Organen auf. Nach Otfried MÜLLER (1937) beruht die konsensuelle Reaktion auf Axonreflexen (LANGLEY 1922), deren Reflexbogen sowohl im afferenten als auch im efferenten Schenkel aus Sympathikusfasern besteht. Diese Annahme wurde u.a. durch Untersuchungen an sympathektomierten Gliedmaßen bestatigt (LIPROSS 1942 b). "Das Wesentliche an der konsensuellen Reaktion ist ihre Gleichsinnigkeit mit der primären Veranderung und die Begrenzung ihrer Ausdehnung auf die Gewebe des gleichen Segments bzw. desselben Metamers" stellt LIPROSS (1942 a) fest.

Der Nachweis der konsuellen Reaktion wurde durch Beobachtung der Hautfarbe, plethysmographische Untersuchungen und Gewebsthermometrie erbracht. Bei von uns angestellten Versuchen wurde ein elektrischer Wärmeleitmesser verwendet.

LIPROSS (1942 a) konnte z.B. eine Erhöhung der Temperatur der Gliederspitzen des einen Armes nach einem Unterarmbad des anderen Armes nachweisen. Ein Kaltbad führte einen konsensuellen Abfall der Gewebstemperatur herbei. Weitere Beispiele sind das über die Grenzen des Bestrahlungsfeldes hinausgehende Reflexerythem der Haut (KELLER 1928). sowie beobachtete Vasodilatationen am Arm (DALL und MOOR 1938) oder an der Hand (COOPER und Kerslake 1949) nach Bestrahlung eines Teiles des Rumpfes. Die letztgenannten Autoren machten die gleiche Beobachtung an der Hand auch nach Bestrahlung der Beine, woraus hervorgeht, daß sich die konsensuelle Reaktion nicht nur auf das selbe Segment und dessen Metamer beschränkt. Wir konnten mit dem elektrischen Wärmeleitmesser eine Steigerung der Hautdurchblutung am Unterarm nach Wärmebestrahlung des anderen Unterarms nachweisen. - Aber nicht nur an der Haut, auch an tieferen Gewebsschichten und an inneren Organen wurden konsensuelle Reaktionen festgestellt. So wurde unter Bestrahlung mit einem Lichtbogen am Unterschenkel ein Temperaturanstieg in 4o mm Gewebstiefe gemessen, der in dieser Tiefe nicht mehr auf Konvektion, Konduktion oder Absorption von der Hautoberfläche zurückzuführen sein kann, sondern auf eine konsensuelle Durchblutungssteigerung schließen läßt.(LIPROSS 1951). Therapeutisch wichtig ist auch die vermehrte Durchblutung innerer Organe nach Erwärmung der segmental zugehörigen Head'schen Zonen der Haut (MOLANDER 1941) Entsprechende Beobachtungen machte RUHMANN (1927) an der Dickdarmserosa.

Vergegenwärtige man sich, daß die Temperaturerhöhung durch Infrarot-Bestrahlung im Gewebe nur auf die oberflächlichsten Schichten beschränkt bleibt (siehe Abb. 6), so muß man annehmen, daß die therapeutische Wirkung der Strahlung überwiegend auf konsensuell bedingte Durchblutungssteigerungen zurückzuführen ist.

Unabhängig von den beschriebenen Wirkungen muß man noch einen gewissen therapeutischen Effekt der Infrarot-Strahlung durch direkte, nicht wärmebedingte Einwirkungen auf das vegetative Nervensystem annehmen. NÜCKEL (1951) schreibt den langwelligen Infrarot-Strahlen eine den Sympathikus dämpfende Wirkung zu, während er die kurzwelligen in erster Linie als unspezifische Reiztherapie mit Anregung der vegetativen Kampfphase auffasst. MARCHIONINI und OTTENSTEIN (1931) beobachteten unter Glühlichtbädern ein funktionelles Überwiegen des Sympathikus und nach dem Lichtbad den Übergang zu einer parasympthikotonen Reaktionslage. - In diesem Zusammenhang sei auf eine Wirkung des Infrarots hingewiesen, die in Kombination mit der Ultravioletttstrahlung zustandekommt. GIERSBERG (1952) erreichte mit einer Strahlung, die als hierfür wirksame Komponenten Ultraviolett $\lambda < 0{,}33\,\mu$ und langwelliges Infrarot $> 3{,}0\,\mu$ in einem Verhältnis von 1 : 25 bis 1 : 300 enthielt, bei vegetativ labilen Menschen eine Normalisierung der Tonuslage, wobei die Strahlung je nach Ausgangslage dämpfend oder erregend wirkte. Er erzielte u.a. durch Bestrahlung der linken Brustseite (Head´sche Zone des Herzens) eine Veränderung von Blutdruck und Puls im Sinne einer Vaguswirkung, bei Bestrahlung der rechten Seite eine Veränderung im Sinne einer Acceleranswirkung. KEESER (1933) schreibt dem Rotlicht eine Beeinflussung des vegetativen Nervensystems zur parasympthikotonen Reaktionslage hin, dem Blaulicht eine Beeinflussung zur sympathikotonen Reaktionslage hin zu.

Eindeutigkeit bezüglich verschiedener wellenlängenspezifischer Reaktionen des vegetativen Nervensystems besteht nicht. Seine Beeinflussung wird bei lokal begrenzten Bestrahlungsfeldern wohl auch von untergeordneter Bedeutung sein.

Die eigentliche therapeutische Bedeutung der Infrarot-Strahlung liegt aber in ihrer wärmebedingten Wirkung und damit in der Durchblutungsförderung. Es erhebt sich die Frage, ob ein gradueller Unterschied in dieser Wirkung für verschiedene Infrarotstrahler, d.h. für verschiedene Spektralbereiche besteht und mit welchem Lampentyp sich eine maximale Wirkung erzielen läßt.

Physikalisch orientierte Überlegungen sprechen dafür, daß man von den maximal penetrierenden Wellenlängen von 0, 6 µ - 1,3 µ, die die größte Dauerbelastung für die Haut und damit auch die Einstrahlung größter Energien gestatten, den stärksten Einfluß auf die Durchblutungsförderung erwarten darf. Untersuchungen von Henschke und LOOK (1941) über den therapeutischen Effekt verschiedener Strahler bei 84 vergleichbaren Fällen von Zahn- und Kiefererkrankungen fielen auch in diesem Sinne aus. Bei Bestrahlung an der Verträglichkeitsgrenze erzielten sie um so bessere Erfolge, je größer der Anteil von λ 0,6 - 1,4 µ war. Vergleichende quantitative Untersuchungen über die Durchblutungsförderung selbst lagen bisher jedoch noch nicht vor.

Infrarot-Indikationen in der Dermatologie

Abschließend sei kurz die Bedeutung der Infrarotstrahlung in der Dermatologie an ihrem heutigen Indikationsbereich umrissen: Nach BODE (1928) und SCHUBERT (1929) beschränkt sich dieser auf Hidradenitis und Furunkulose, bei denen man bei der Einschmelzung und Schmerzstillung gute Erfolge erzielt. Weitere Anwendungsgebiete wären die tiefe Trichophytie und das variköse Unterschenkelgeschwür. ASBECK (1953) empfiehlt bei letzterem, nach Vorbehandlung mit 2% Argentum nitricum mit Infrarot-Licht zu bestrahlen, gleichzeitig mit dem Fön auszutrocknen und mit Lykopodium-Glykokoll-Gemisch nachzubehandeln. - Durch Endangitis obliterans und Arterio - sklerose bedingte Unterschenkelgeschwüre bilden jedoch eine Kontraindikation für jede Wärmebestrahlung.

Einen weiten Anwendungsbereich findet das Infrarotlicht heute als Beimischung zur Ultraviolett-Strahlung, womit man durch Herstellung eines sonnenähnlichen Spektrums eine Normalisierung der vegetativen Tonuslage erreichen will (LOTZ, GIERSBERG 1952). Außerdem wird die Erythemschwelle für Ultraviolett im Sinne einer Empfindlichkeitssteigerung herabgesetzt, die erythematöse Reaktion selbst ist vermindert. Daher weisen die gebräuchlichsten Ultrviolettstrahler heute einen eingebauten Infrarot-Zusatz auf.

Eigene Untersuchungen.

Wie schon eingangs erwähnt, soll in dieser Arbeit der Einfluß spektral unterschiedlicher Infrarotstrahler auf die Hautdurchblutung miteinander verglichen werden. Da ein wesentlicher Anteil ihrer therapeutischen Wirkung auf der konsensuellen Durchblutungssteigerung beruht, wurde auch diese, soweit es sich dabei um eine Hautdurchblutung handelt, mit erfaßt.
Im Einzelnen wurden folgende Untersuchungen angestellt:

1) Messung der Durchblutungsgrößen der Haut des Unterarmes nach 2o Minuten Infrarotbestrahlung mit gerade noch verträglicher Bestrahlungsstärke. An 1o Versuchspersonen wurde der Effekt von jeweils folgenden 3 Strahlern geprüft:

   a) Heizdraht. Es handelt sich um einen in einem Reflektor (Heizsonne) befindlichen, rotglühenden Draht mit einer Oberflächentemperatur von etwa 8oo - 1ooo° C und einem Emissionsmaximum bei λ = 2-3 μ.

   b) Hochbelastete Wolframdraht-Glühlampe (Typ Sollux), die bei einer Oberflächentemperatur von 25oo - 3ooo°C maximal bei etwa 1 μ emmittiert.

   c) Hochbelastete Wolframdraht-Glühlampe mit Wasserfilter von 2 cm Schichtdicke (Typ Aquasol). Es gelten die gleichen Angaben wie bei b, jedoch Abfilterung aller Strahlen $\lambda > 1\mu$.

2) Messung der konsensuellen Durchblutungssteigerung am Unterarm nach Bestrahlung des anderen Unterarms unter den gleichen Bedingungen wie bei der ersten Versuchsreihe. Dieser Effekt der 3 Strahler wurde an 5 Fällen geprüft.

Zwei weitere Untersuchungen über das Verhalten der Hautdurchblutung haben zu den vorstehenden Problemen keine direkte Beziehung. Dennoch dürften sie im weiteren Zusammenhang hier von Interesse sein.

3) Messung der Durchblutungsgrößen der Haut des Unterarmes nach Bestrahlung mit einer Infrarot-Lampe (Typ Sollux) mit gerade noch verträglicher Bestrahlungsstärke nach jeweils 5, 1o und 2o Minuten Bestrahlungsdauer. Prüfung an 5 Fällen.

4) Messung der Durchblutungsgröße strahlungsgeschädigter Haut nach Infrarot-Bestrahlung im Vergleich zu entsprechender gesunder Haut. Prüfung an einigen Lokalisationen bei 2 Fällen.

Meßprinzip der Durchblutungsmessungen.

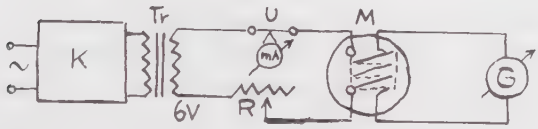
In allen vier Versuchsreihen wurde zur Durchblutungsmessung ein elektrischer Wärmeleitmesser (Fluvograph nach HENSEL) benutzt. Sein Meßprinzip, das erstmalig von BURTON (194o) verwendet wurde und später von HENSEL und BENDER verbessert wurde, soll im Folgenden erläutert werden: Der Wärmeleitmesser ist zur Messung der Wärmeleitzahl (Scheinleitzahl nach BÜTTNER 1936) von lebendem Gewebe geeignet. Die Messung beruht auf dem Prinzip, daß der Wärmeabtransport von einem konstant aufgeheizten Körper, der sich in einem festen Medium gleicher Temperatur befindet, proportional der Wärmeleitfähigkeit (λ) des Mediums und der Übertemperatur (ϑ) des geheizten Körpers ist. Soll die Wärmeleitzahl eines Mediums bestimmt werden, so müssen die zur Erwärmung des Körpers aufgewandte Heizleistung (bei elektrischer Heizung ist diese proportional dem Quadrat der Heizstromstärke I, also I^2) und die Übertemperatur des Körpers bekannt sein. Es gilt dann die Formel: $\lambda = \frac{k \cdot I^2}{\vartheta}$ k ist eine Konstante, die für jeden Meßfühler experimentell bestimmt werden kann. (Man verwendet hierzu Substanzen mit bekannten λ z.B. Wasser (λ = 0,0014) und Glycerin (λ = 0,00068).

Wird das zu untersuchende Medium von Flüssigkeit durchströmt, so tritt zusätzlich zu dem durch Wärmeleitung bedingten Wärmeabtransport noch ein solcher durch Wärmeströmung (Konvektion) bedingter hinzu. Die bei gleichzeitiger Konvektion bestimmte Wärmeleitzahl stellt im exakt physikalischen Sinn daher eine "Scheinleitzahl" (BÜTTNER 1936) dar.

Bei Messungen im lebenden Gewebe kann die ohne Durchströmung bestehende Wärmeleitzahl im allgemeinen als konstant betrachtet werden. HENSEL und BENDER (1956) haben bei fehlender Durchströmung etwa gleiche Werte auch für unterschiedliche Blutfüllungszustände gefunden und zwar bei abgedrosselter Durchblutung, bei zusätzlicher Blutleere und bei Abdrosselung und venöser Stauung. Änderungen der Wärmeleitzahl zeigen somit Änderungen der Durchströmung, also der Durchblutung an.

Der Haut-Wärmeleitmesser selbst ist nach dem "Prinzip des geheizten Thermoelements" aufgebaut. Er enthält ein Heizsystem und ein thermoelektrisches Meßsystem, bestehend aus einem Eisen-Konstantan-Thermoelement, die in eine runde Scheibe aus Kunststoff (13 mm Durchmesser und 4 mm Stärke) eingepreßt sind. An der Unterseite des Hautwärmeleitmessers, die auf die Haut aufgelegt wird, sieht man 2 Goldplatten. Die eine davon ist geheizt, die andere ungeheizt. Die Temperaturdifferenz zwischen geheizter und ungeheizter Seite ist die Übertemperatur . Der Hautwärmeleitmesser ist an ein Gerät (Grund- und Registriergerät des FLUVOGRAPHEN) angeschlossen, das ihn mit einem einstellbaren Heizstrom versorgt und die vom thermoelektrischen Sytem registrierte Übertemperatur fortlaufend aufzeichnet. Neben dem Hautwärmeleitmesser steht auch eine Wärmeleitsonde zur Verfügung, die - nach dem gleichen Prinzip arbeitend - eine Registrierung der Muskeldurchblutung gestattet.

Vereinfachte Schaltskizze des FLUVOGRAPHen



K	Magnetischer Spannungs-Konstanthalter	H	Heizdraht (Konstantan)
Tr	Transformator	V	Vergleichsdraht (")
U	Thermoumformer	T	Thermosäule
R	Regelwiderstand f. Heizstrom	G	Galvanometer
M	Meßplättchen	Gestr. Linien:	Konstantan-Drähte

Eine vorliegende Eichung ermöglicht aus der Differenz der gemessenen Scheinleitzahlen bei Durchströmung des Gewebes und bei Abdrosselung der Durchblutung den Absolutwert für die Durchblutungsgröße in ml/ 100 ml Haut•min zu ermitteln.

Über Untersuchungen nach dem Prinzip des elektrischen Wärmeleitmessers liegen eine Reihe von Veröffentlichungen vor: BURTON (1940), HENSEL und BOCK (1955), HENSEL (1956a, 1956b), HENSEL und BENDER (1956), GRAF, GOLENHOFEN und HENSEL (1957), HENSEL und Graf (1958), HENSEL (1959), HENSEL und DOERR (1960).

Der Vorteil dieses unblutigen Meßprinzips gegenüber blutigen Verfahren liegt auf der Hand. Die viel verwandte Methode der Hauttemperaturmessung ermöglicht keine Absolutmessung der Durchblutungsgröße und hat auch den Nachteil der Trägheit: So konnten HENSEL und BENDER (1956) beispielsweise nachweisen, daß nach arterieller Drosselung der Durchblutung die Wärmeleitzahl bereits nach 3 Minuten, die Hauttemperatur jedoch erst nach 30 Minuten einen konstanten Endwert erreichte.

Bei einer weiteren Methode wird der Abbau eines gesetzten radioaktiven Natriumjodid-Depots als Maß für die Durchströmung kontrolliert (BARTH und HEINZE 1957). Um die Beziehung zu einer festen Größe herzustellen, werden jeweils Meßergebnisse einer bestrahlten oder anderweitig behandelten bzw. klinisch interessanten Meßstelle mit denen einer entsprechenden unbeeinflußten Meßstelle verglichen. Ein Nachteil dieses Prinzips liegt nun darin, daß die Kontrollstelle und damit die Bezugsgröße durch Einwirkungen auf die andere Meßstelle auf dem Wege der konsensuellen Reaktion mitbeeinflußt wird.

Das Prinzip des Wärmeleitmessers hat dagegen den Nachteil, daß die Messungen, von denen ein Absolutwert für die Durchblutungsgröße gefordert wird, nur auf Körperteile beschränkt bleiben, bei denen zur Ermittlung eines definierten Nullwertes die Durchblutung vorübergehend abgedrosselt werden kann, d.h. also auf die Extremitäten.

Die Durchführung einer Durchblutungsmessung mit dem Hautwärmeleitmesser.

Anlegen des Meßfühlers: Vor dem Auflegen des Fühlers auf die Haut wird ein Tropfen eines Glycerin-Wassergemisches 1 : 1 zur Verbesserung des Wärmeüberganges auf die Auflagefläche aufgetragen. Bei der Wahl des Meßortes werden größere Hautvenen vermieden. Zur besseren Haftung auf der Haut und zur Fernhaltung thermischer Störungen wird der Meßfühler in ein kleines Schaumgimmukissen eingebettet, das mit Leukoplast auf der Haut befestigt wird.

Zum besseren Verständnis der folgenden Ausführungen sei auch auf die beigefügte Meßkurve verwiesen (Abb.7).

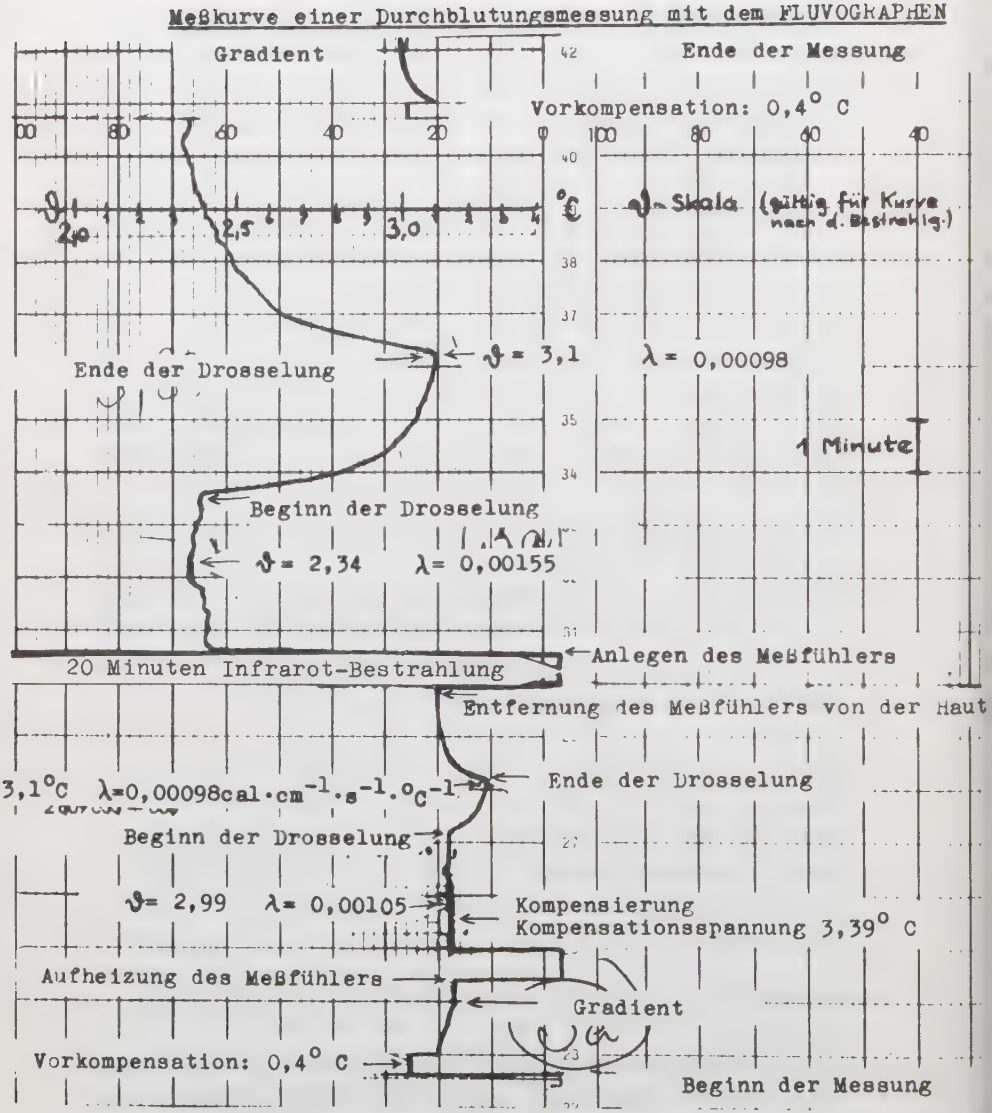
Vorkompensierung: Die sogenannte Vorkompensation dient lediglich dazu, den Zeiger des Registriergerätes zur fortlaufenden Aufzeichnung der Wärmeleitzahl in eine für die Messung geeignete Ausgangslage zu bringen. Bei den von uns mit einer Meßempfindlichkeit von 2oo V durchgefürten Messungen hat sich eine Vorkompensierung von 0,4°C (in Einzelfällen 0,6°C) als zweckmäßig erwiesen. Die Vorkompensation wird vor jeder Messung für etwa 1/2 Minute mit dem Linienschreiber aufgezeichnet.

Gradientenmessung: Der Gradient ergibt sich aus durchblutungsunabhängigen Temperaturdifferenzen zwischen den Lötstellen des Meßsystems vor der Aufheizung. Der Gradient wird ebenfalls kurze Zeit mit dem Linienschreiber aufgezeichnet.

Aufheizen des Meßfühlers: Es folgt die Aufheizung des Konstantan-Heizdrahtes im Meßfühler auf $I^2 = 0{,}25\ A^2$. (Die geringen Abweichungen der Eichkonstanten der Haut-Wärmeleitfühler sind bei der Eichung des Gerätes durch Abgleichung der Meßfühler durch die Herstellungsfirma auf ein konstantes $I^2 = 0{,}25\ A^2$ gebracht worden.)

Kompensierung: Durch eine einstellbare Kompensationsspannung, die durch ein Meßgerät in °C (Übertemperatur ϑ) angezeigt wird, wird die vom thermoelektrischen System erzeugte Meßspannung kompensiert und der Zeiger des Linienschreibers dadurch wieder auf den Wert des Gradienten zurückgestellt.

Drosselungstest: Der Drosselungstest dient zur Kontrolle der geeigneten Lage des Meßfühlers und zur Feststellung der Durchblutungsgröße. Die Durchblutung wird mit einem Druck von etwa 2oo mm Hg solange gedrosselt, bis der Linienschreiber sich auf einen konstanten Endwert (Null-Wert) eingestellt hat. Die Differenz der aufgezeichneten Übertemperatur zwischen dem Ausgangswert und dem Drosselungswert entspricht der Durchblutungsgröße.



Ermittlung der Durchblutungsgrößen:

Abb. 7 →Vor Bestrahlung: $\Delta\lambda = 0{,}00007\ cal \cdot cm^{-1} \cdot s^{-1} \cdot {}^{\circ}C^{-1}$ ~10ml/100ml Haut/min
→Nach Bestrahlg.: $\Delta\lambda = 0{,}00057\ cal \cdot cm^{-1} \cdot s^{-1} \cdot {}^{\circ}C^{-1}$ ~86ml/100ml Haut/min

Wiederholungsmessung nach Wärmebestrahlung: Soll eine Vergleichsmessung der Durchblutung vor und nach Wärmebestrahlung vorgenommen werden, so wird der Meßfühler für die Dauer der Bestrahlung von der Haut entfernt und unmittelbar danach auf der vorher genau gekennzeichneten Stelle wieder befestigt. Nach einigen Minuten wird noch ein Drosselungstest zur Ermittlung der neuen Durchblutungsgröße durchgeführt. Abschließend wird für kurze Zeit die Registrierung der Vorkompensation und des Gradienten wiederholt. Letzterer erfährt erfahrungsgemäß durch die vorübergehende Entfernung des Meßfühlers eine gewisse Veränderung.

Auswertung der Meßkurve: Die registrierte Kurve hat die Veränderung der Übertemperatur ϑ fortlaufend aufgezeichnet. Die Lage der ϑ-Skala ergibt sich aus der Größe des Gradienten, aus der Vorkompensation sowie aus der nach Meßfühleraufheizung eingestellten Kompensationsspannung. Der von der Meßempfindlichkeit abhängige Maßstab ergibt sich aus der Eichung des Registriergerätes. Der Schlüsselwert zur Findung der ϑ-Skala errechnet sich aus der Kompensationsspannung nach Abzug der Vorkompensation und entspricht auf der Kurve dem Gradienten. Aus der ϑ-Skala ermittelt man die λ-Skala nach der Beziehung $\lambda = \frac{k \cdot I^2}{\vartheta}$, wozu man zweckmäßigerweise ein Diagramm benutzt.

Umrechnung in Absolutwerte der Durchblutung: Die Durchblutungsgröße ergibt sich aus der Differenz der λ-Werte vor und während des Drosselungstestes. Einem $\Delta\lambda$-Wert von je 0,0001 cal$^{\bullet}$ cm^{-1}.s^{-1}. $^{\circ}$C^{-1} entspricht nach den bisherigen Eichversuchen (HARTMANN und BRAUN) eine Hautdurchblutung von je 15 ml/100ml Haut pro Minute.

1. Versuchsreihe

a) Vorversuch zur Bestimmung der Verträglichkeitsgrenzen:

Um einen Wirkungsvergleich verschiedener Infrarot-Strahler in der auf S. 15 beschriebenen Weise durchführen zu können, mußte erst der Abstand der einzelnen Strahler von der Haut ermittelt werden, der eine Dauerbelastung mit gerade noch verträglicher Bestrahlungsstärke ermöglicht. Die Versuche zur Feststellung der Verträglichkeitsgrenze wurden an der Dorsalseite des unteren Drittels des Unterarms durchgeführt, wo auch später die Durchblutungsmessungen vorgenommen wurden. Die Ermittlung der einzelnen Bestrahlungszeiten bis zum Auftreten eines Schmerzgefühls bei zunehmenden Abständen des Strahlers von der Haut führte zu dem gesuchten Abstandswert hin. Gleichzeitig wurde jeweils die Bestrahlungsstärke mit einer Thermosäule gemessen.

Bestimmung des Verträglichkeits-Abstandes für eine hochbelastete Glühlampe (Sollux-Lampe)

Abstand cm	Schmerzempfdg. nach Minuten V.P.1	V.P.2	V.P.3	Bestrahlungsstärke
1	0:25			
3	0:39			
5	0:53	1:06		46
7	1:18			38
9	2:19			32
10	3:41	6:30	1:45	30
11	5:07			28
12	6:15	9:00		26
13	∞	∞	6:28	24
14			∞	22

Der Verträglichkeitsabstand beträgt 13 cm

Bestimmung des Verträglichkeits-Abstandes für einen Heizdraht

Abstand cm	Schmerzempfdg. nach Minuten V.P.1	V.P.2	V.P.3	Bestrahlungsstärke
5o	o:23	o:5o		33
6o	o:28			25
7o	o:42	2:13		2o
8o	1:26	9:17	1:22	16
85	3:42	∞	4:32	14
9o	∞		8:56	13
95			∞	12

Der Verträglichkeitsabstand beträgt 13 cm.

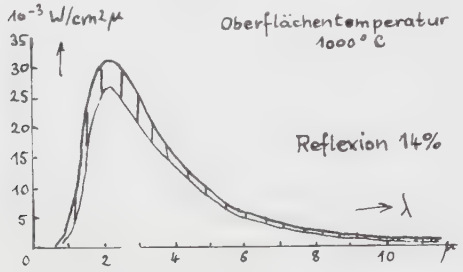
Für die dritte bei den Untersuchungen verwandte IR-Lampe, die wassergefilterte Glühlampe (Aquasol-Lampe), ließ sich der Verträglichkeitsabstand nach der vorstehenden Methode nicht ermitteln, da dieser sehr gering ist. Nach Angaben von E.O. SEITZ (1955) beträgt die Bestrahlungsstärke der Aquasol-Lampe im Abstand des Distanzringes (3 cm) 45o mW/cm^2 und liegt damit dicht an dem von HENSCHKE mit 47o Milliwatt pro Quadratzentimeter ermittelten Toleranzwert. Der bei unseren Untersuchungen nach Entfernung des Distanzringes mit 0,5 cm eingehaltene Abstand dürfte mit hinreichender Genauigkeit dem gesuchten Verträglichkeitsabstand entsprechen.

b) Bestimmung der für die Haut wirksamen Bestrahlungsstärke.

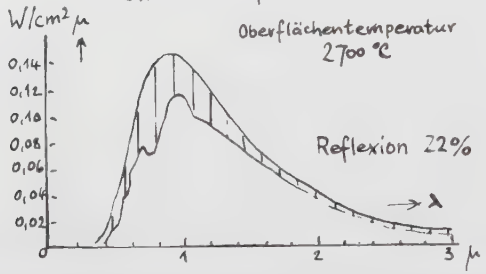
Um die Beziehung zwischen der Bestrahlungsstärke und der Durchblutungssteigerung untersuchen zu können, wurde während der vorstehenden Messungen gleichzeitig die Bestrahlungsstärke für den Verträglichkeitsabstand der einzelnen Infrarot-Strahler mit einem Thermoelement gemessen. Von den hierbei ermittelten Werten ist jedoch nur der nach Abzug der Reflexion verbleibende Anteil für die Haut wirksam. Da die spektralabhängige Reflexion (siehe Abb.5)

Spektrale Energieverteilung der Strahlung

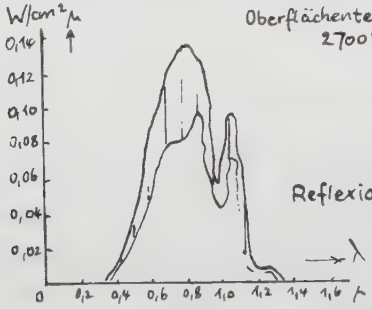
a) eines rotglühenden Heizdrahtes



b) eines Wolframdrahtes



c) Wolframdrahtes mit 10mm Wasserfilter



—— auf die Haut treffende Strahlung

·· — in die Haut eindringende Strahlung

Abb 8 ▭ von der Haut reflektierte Strahlung

in Anlehnung an HENSCHKE 1939, van WIJK 1941

der Haut für die Wellenlängen von etwa 0,7 bis 1,4 µ am größten ist, ist der in Abzug zu bringende Anteil der Bestrahlungsstärke bei der wassergefilterten Glühlampe am größten, es folgen die Werte für die Glühlampe und den Heizdraht. Annäherungswerte für die mittlere Reflexion wurden planimetrisch aus einer graphischen Darstellung (Abb.8) ermittelt, der Kurven für die spektrale Energieverteilung von van WIJK (1941) sowie eine Darstellung der spektralabhängigen Reflexion der Haut von HENSCHKE (1939) zugrundeliegen.

Ergebnisse:

	Auf die Haut treffende Strahlung		Davon Reflexion	Absorbierte Strahlungsenergie
	Sktl.	relativ	relativ	relativ
Heizdraht	13	0,54	14%	0,59
Glühlampe	24	1	22%	1
Aquasol-L.	32	1,33	31%	1,18

In Ermanglung einer Absolutmessung in W/cm^2 und zur besseren Übersichtlichkeit werden für die Bestrahlungstärken und auch für die Durchblutungsgrößen jeweils auf die Werte der Glühlampe bezogene Relativgrößen angegeben.

c) Versuchbedingungen

Nach Ermittlung der Verträglichkeitsabstände der drei beschriebenen Infrarot-Strahler konnte mit den vergleichenden Messungen ihrer Wirkung auf die Hautdurchblutung begonnen werden. Diese Messungen wurden an 1o Versuchspersonen durchgeführt, wobei jeweils in Einzelversuchen jeder der drei Strahler zur Anwendung kam. Der zeitliche Abstand zweier Messungen an einer Person betrug mindestens 4 Stunden. Meßort war in allen Fällen die Dorsalseite des unteren Drittels des Unterarms. Zur Reproduktion des Meßortes wurde die

genaue Lage des Meßfühlers auf der Haut bei der ersten Messung exakt gekennzeichnet. Der Meßfühler wurde so angelegt, daß die Verbindungslinie beider Goldplättchen quer zur Längsachse des Unterarms stand.

Bei jedem Versuch wurde zunächst in der weiter oben (S. 20) beschriebenen Weise die Ruhedurchblutung ermittelt. Dann wurde der Meßfühler entfernt und die Infrarot-Bestrahlung angeschlossen. Hierbei wurde bei Anwendung der Glühlampe bzw. des Heizdrahtes das Bestrahlungsfeld bis auf eine Breite von 1o - 12 cm , entsprechend dem Strahlenkegel der Aquasol-Lampe, abgeschirmt. Nach Abschluß der Infrarot-Bestrahlung wurde der Meßfühler wieder angelegt und die erreichte Durchblutungsgröße ermittelt. Die Bestrahlungszeit betrug jeweils 2o Minuten.
Um die Tauglichkeit der beschriebenen Versuchsanordnung nachzuweisen, wurde zunächst die Reproduzierbarkeit der Messungen geprüft. In 3 Fällen wurden die Durchblutungsgrössen nach 2o Minuten Bestrahlung mit der Glühlampe ermittelt. Diese Werte wurden mit den Ergebnissen eines zweiten Versuchs unter den gleichen Bedingungen verglichen. Die Ergebnisse sind in der folgenden Tabelle zusammengestellt.

d) Prüfung der Reproduzierbarkeit

		Durchblutungsgrößen in ml/1oom1 Haut . min	
		Ausgangswert	Wert nach Bestrahlung
V.P.1	a	21	58
	b	2o	57
V.P.2	a	11	65
	b	21	66
V.P.3	a	12	75
	b	21	74

Die Messungen sind also mit ausreichender Genauigkeit reproduzierbar. Die Abweichungen der Durchblutungsgrößen nach der Bestrahlung um Werte zwischen 1 - 2% liegen etwa in dem Bereich der von HENSEL und DOERR (196o) angegebenen Meßfehlerbreite von $\pm$ 1,7% für den Hautwärmeleitmesser.

Weiter geht aus dieser Tabelle hervor, daß unterschiedliche Durchblutungsgrößen der noch nicht wärmebestrahlten Haut ohne sichtbaren Einfluß auf das Ergebnis nach der Bestrahlung sind. Die ständig sich verändernde, von vielen inneren und äußeren Faktoren abhängige Größe der Ruhedurchblutung ist bei der Fragestellung unserer Untersuchungen ohne Bedeutung und soll weiter nicht berücksichtigt werden. Unsere Messungen bei 5o Versuchen ergaben Werte zwischen 2 und 44 ml/1oomlHaut.min, wobei die Mehrzahl der Werte zwischen 11 und 13 ml/1oom1 Haut.min lag.

Außerdem läßt sich aus dieser Tabelle ersehen, daß die einzelnen Versuchspersonen unter den gleichen Bestrahlungsbedingungen unterschiedliche absolute Durchblutungsgrößen erreichen. Da in diesem Zusammenhang aber nur die unterschiedlichen Wirkungen der einzelnen Infrarotstrahler interessieren, erscheint es sinnvoll, relative Werte anzugeben. In den folgenden Tabellen wurden jeweils die relativen Größen der Durchblutung, bezogen auf den Wert (1), der sich nach der Bestrahlung mit der viel verwendeten Glühlampe (Sollux-Lampe) ergibt, errechnet.

e) Ergebnisse:

Relative Durchblutungsgrößen der Haut nach 2o Minuten Bestrahlung bei gerade noch verträglicher Bestrahlungsstärke

V.P.	GLÜHLAMPE vor ml	nach ml	IR rel.	GLÜHLAMPE mit Wasserfilter vor ml	nach ml	IR rel.	HEIZDRAHT vor ml	nach ml	IR rel.
1	16	6o	1	21	61	1,o2	22	48	o,8
2	11	56	1	7	47	o,84	6	42	o,75
3	11	74	1	11	86	1,16	16	66	o,88
4	9	39	1	11	56	1,43	12	45	1,35
5	9	45	1	11	5o	1,11	8	32	o,71
6	23	1oo	1	17	86	o,86	44	8o	o,8
7	18	77	1	9	87	1,18	8	83	1,21
8	24	1o1	1	8	1o5	1,o4	21	1o1	1
9	11	59	1	4	69	1,17	5	65	1,1
1o	4	5o	1	3	48	o,96	11	38	o,76
Mittelwert			1			1,o8			o,94
Mittlerer Fehler						± o,o55			± o,o69
Absorbierte Strahlenenergie			1			1,18			o,59

Anmerkung: Die Bezeichnung "ml" steht für "ml/ml Haut min"

Eine graphische Darstellung (Abb.1o) veranschaulicht diese Tabelle durch eine Gegenüberstellung der Größen für die absorbierte Strahlenenergie und die Durchblutung.

f) Berechnung der Fehlerbreite.

Eine Betrachtung der Meßergebnisse besagt, daß sich die für die Durchblutungsgrößen errechneten Mittelwerte zueinander nicht wie die entsprechenden eingestrahlten Energien verhalten, sondern annähernd gleich sind. Um dieser Aussage ihr richtiges Gewicht zu geben, erscheint angesichts der zum Teil erheblich streuenden Einzelwerte eine mathematische Festlegung der Fehlerbreite sinnvoll.

In diesem Fall ist der mittlere Fehler der einzelnen Meßwerte (s=Streuung mit quadratischer Abweichung) sowie der mittlere Fehler des Mittelwertes von Interesse.

1) Mittlerer Fehler der Einzelwerte = s

Für die Glühlampe mit Wasserfilter ergibt sich folgende Berechnung: $s^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N} (x_i - \bar{x})^2$

x_i = Einzelwerte

$\bar{x}$ = Mittelwert

i	x_i	$x_i - \bar{x}$	$(x_i - \bar{x})^2$
1	1,o2	-0,057	+0,0036
2	0,84	-0,237	0,0576
3	1,16	+0,083	0,0064
4	1,43	+0,353	0,1225
5	1,11	+0,033	0,001
6	0,86	-0,217	0,0484
7	1,18	+0,1o3	0,0106
8	1,04	-0,037	0,0016
9	1,17	+0,093	0,0081
1o	0,96	-0,117	0,0144
N			
$\sum$	1o,77		0,2742
$\bar{x}$ =	1,o77		

$$s^2 = \frac{1}{9} \cdot 0{,}2742 = 0{,}03048 \qquad s = 0{,}175$$

Die "Streuung mit quadratischer Abweichung" (mittlerer Fehler) der Einzelwerte beträgt demnach $\pm$ 0,175, bezogen auf den Mittelwert. Im Bereich 1,08 $\pm$ 0,175 ist die überwiegende Anzahl der Einzelwerte enthalten. Variationskoeffizient 16,25 %.

Die entsprechenden Werte für den Heizdraht lauten: Streuung 0,94 $\pm$ 0,22. Variationskoeffizient 23,5 %

2) Mittlerer Fehler des Mittelwertes: $m = \frac{s}{N}$

Für die Glühlampe mit Wasserfilter ergibt sich folgende Berechnung: $m = \frac{0,175}{10} = \frac{0,175}{3.16} = 0,055$

Der mittlere Fehler des Mittelwertes beträgt 1,08 $\pm$ 0,055, und schließt damit den Bereich von 1,025 - 1,135 ein, in den der Bezugswert für die absorbierte Strahlenenergie 1,18 nicht hineinfällt.

Für den Heizdraht lauten die entsprechenden Werte: 0,94 $\pm$ 0,069. Variationsbreite: 0,871 - 1,009. Die Bezugsgröße für die absorbierte Stranlenenergie 0,59 liegt ebenfalls außerhalb dieses Bereiches. Siehe auch Abb.1o.

g) Prüfung der Unterschiede zwischen den Mittelwerten.

Da sich die für die Durchblutungsgrößen errechneten Mittelwerte trotz der unterschiedlichen Energieabsorption nur wenig voneinander unterscheiden, erhebt sich die Frage, wie dieser Unterschied unter Berücksichtigung der Fehlerbreite zu bewerten ist. und ob es sich um einen echten Unterschied handelt. Sie soll durch den sog. Signifikanztest unter Benutzung der t-Tabelle (Wahrscheinlichkeitsverteilung nach STUDENT) geklärt werden.

Relative Durchblutungsgrößen der Haut nach 20 Minuten Bestrahlung bei gerade noch verträglicher Bestrahlungsstärke. Prüfung an 10 Fällen

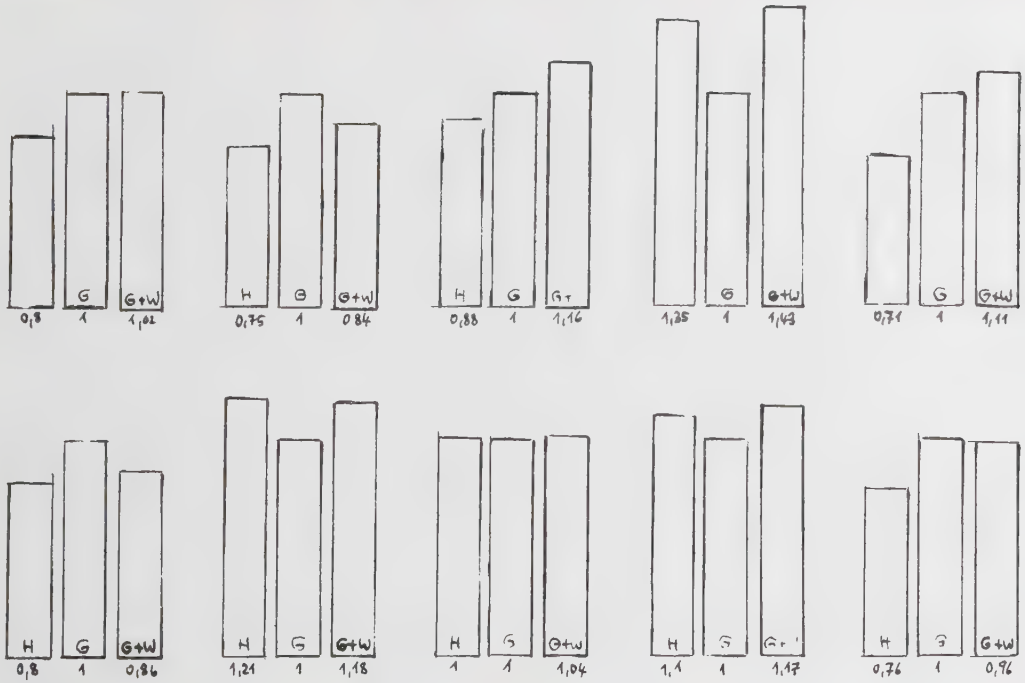


Abb. 9 H = Heizstrahler G = Glühlampe G+W = Glühlampe mit Wasserfilter

Diese Methode dient, ebenso wie die von GAUSS, zur Beurteilung des Ergebnisses von Meßreihen und Stichproben. Man berechnet mit ihrer Hilfe die Größe der Wahrscheinlichkeit, mit der der Unterschied zwischen den Mittelwerten zweier Beobachtungsreihen als gesichert gelten kann. Damit wird die Frage beantwortet, ob dieser Unterschied echt ist oder nur vorgetäuscht, ob also die " wahren Mittelwerte " in Wirklichkeit übereinstimmen. Die Größe der Wahrscheinlichkeit wird mit dem Signifikanztest ermittelt.

Wenn diese einen bestimmten, durch universelle Übereinkunft festgelegten Wert von 95%, bei hohen Signifikanzforderungen von 99% erreicht, so sagt man, daß der Unterschied zwischen beiden Meßreihen, bzw. ihrer Mittelwerte gesichert, also signifikant ist.

In unserem Fall lautet die diesbezügliche Berechnung (GRAF und HENNING 1958) folgendermaßen:

aa) Prüfung der Wahrscheinlichkeit des Unterschiedes zwischen den Mittelwerten der Durchblutungsgrößen nach Bestrahlung mit einer Glühlampe ($\bar{y}$) und einer Glühlampe mit Wasserfilter ($\bar{x}$):

$$\text{Prüfgröße} \quad t = \frac{|\bar{x} - \bar{y}|\sqrt{N}}{s_d}$$

$\bar{y} = 1$ $\qquad$ y_i (Einzelwerte) = 1

$\bar{x} = 1{,}077$

N = 10 (Anzahl der Messungen)

$$s_d^2 = \frac{1}{N-1} \cdot \sum_{i=1}^{N} [(x_i - y_i) - (\bar{x} - \bar{y})]^2$$

$$s_d^2 = \frac{1}{N-1} \cdot \sum_{i=1}^{N} [(x_i - 1) - \bar{x} + 1]^2$$

$$s_d^2 = \frac{1}{N-1} \cdot \sum_{i=1}^{N} (x_i - \bar{x})^2$$

$$s_d^2 = \frac{1}{9} \cdot 0{,}2742 = 0{,}03048 \qquad s_d = 0{,}175$$

$$\frac{s_d}{\sqrt{N}} = 0{,}0552$$

$$t = \frac{|\bar{x} - \bar{y}|}{s_d} \sqrt{N} = \frac{0{,}077}{0{,}0552} = 1{,}38$$

Der Wert t = 1,38 bei einem Freiheitsgrad von N-1=9 entspricht nach der t-Tabelle einer Wahrscheinlichkeit von 80%. Damit sind die Signifikanzanforderungen für einen gesicherten Unterschied nicht erfüllt. Man kann also sagen, daß es sich bei den Mittelwerten für die obigen Durchblutungsgrößen um keinen echten Unterschied handelt.

bb) Prüfung der Wahrscheinlichkeit des Unterschiedes zwischen den Mittelwerten der Durchblutungsgrößen nach Bestrahlung mit einer Glühlampe und mit einem Heizdraht.

Hierbei ergibt sich der Wert t = 0,92, entsprechend ist etwa mit 60% Wahrscheinlichkeit ein Unterschied zwischen den Mittelwerten vorhanden. Auch hier findet sich also kein signifikanter Unterschied.

Mittelwerte der relativen Durchblutungsgrößen in Beziehung zur absorbierten Strahlungsenergie

20 Minuten Bestrahlung an der Verträglichkeitsgrenze

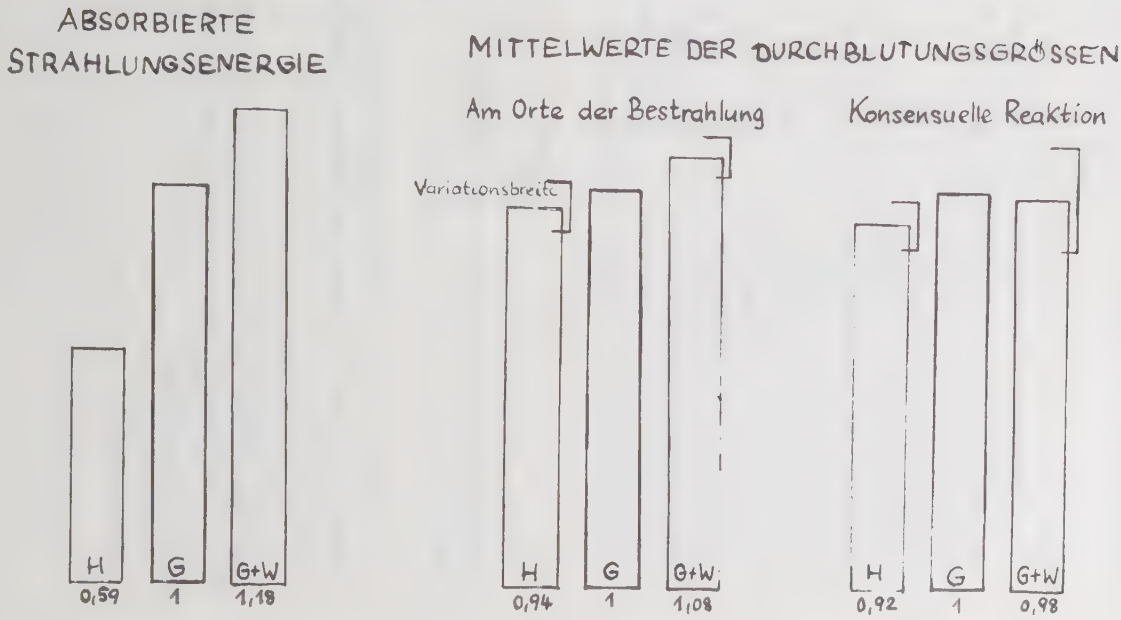


Abb. 10 H=Heizdraht G=Glühlampe G+W=Glühlampe mit Wasserfilter

2. Versuchsreihe

a) Versuchsbedingungen

Von klinischer Bedeutung ist die Tiefen- und Fernwirkung der Infrarotstrahlung auf die Durchblutung außerhalb des Ortes der Strahlenabsorption. Diese ist wohl im wesentlichen auf die beschriebenen konsensuellen Reaktionen zurückzuführen. In der folgenden Versuchsreihe wurde die konsensuelle Durchblutungssteigerung nach Bestrahlung mit einem Heizdraht, einer Glühlampe und einer Glühlampe mit Wasserfilter (siehe S.15) miteinander verglichen. Unter den gleichen Bedingungen wie bei der 1. Versuchsreihe wurde in 5 Fällen jeder der 3 Strahler zur Anwendung gebracht. Während der Bestrahlung am Unterarm wurde gleichzeitig die Hautdurchblutung des nichtbestrahlten Unterarmes fortlaufend registriert und der nach der Bestrahlung erreichte Endwert gemessen.

Da der ständig schwankende Ausgangswert der Durchblutungsgröße in diesem Zusammenhang nicht von Interesse ist, wurde auf seine Messung bei dieser Versuchsreihe verzichtet.

Die Meßwerte für den Heizdraht und die Glühlampe mit Wasserfilter werden jeweils als auf den Meßwert der Glühlampe (1) bezogene Relativgrößen angegeben.

Auf Abb. 11 sind in einer graphischen Darstellung relative Durchblutungsgrößen und Bestrahlungsstärken einander gegenübergestellt.

b) Ergebnisse

Durchblutungsgrößen der Haut als konsensuelle Reaktion nach 2o Minuten Bestrahlung bei gerade noch verträglicher Bestrahlungsstärke.

	GLÜHLAMPE		GLÜHLAMPE mit Wasserfilter		HEIZDRAHT	
V.P.	ml	rel.	ml	rel.	ml	rel.
1	3o	1	33	1,1	28	o,93
2	19	1	26	1,37	16	o,84
3	29	1	27	o,9	23	o,79
4	56	1	3o	o,54	63	1.13
5	29	1	28	o,97	26	o,9
Mittelwert		1		o,98		o,92
Mittlerer Fehler				±o,135		±o,o58
Absorbierte Strahlenenergie		1		1,18		o,59

Anmerkung: Die Bezeichnung "ml" steht für "ml/loo ml Haut.min."

c) Berechnung der Fehlerbreite

Die Genauigkeitsberechnung, in der gleichen Weise wie bei der 1. Versuchsreihe durchgeführt, führte zu folgenden Werten:

1) Mittlerer Fehler der Einzelwerte
(Streuung mit quadratischer Abweichung)

Er beträgt für die Glühlampe mit Wasserfilter $\pm$ 0,3o3, bezogen auf den Mittelwert 0,98. Das entspricht 31,o4%
Heizdraht: $0{,}92 \pm 0{,}13$. Variationskoeffizient 14,16%

2) Mittlerer Fehler des Mittelwertes
Glühlampe mit Wasserfilter: $0{,}98 \pm 0{,}135$. Variationsbreite: 0,845 - 1,1115. Zum Vergleich die Bezugsgröße für die Strahlenenergieabsorption: 1,18.
Heizdraht: $0{,}92 \pm 0{,}o58$ Streubereich: 0,862 - 0,978
Absorbierte Strahlenenergie 0,59.

d) Prüfung der Unterschiede zwischen den Mittelwerten

aa) Wahrscheinlichkeit des Unterschiedes zwischen den Mittelwerten der Durchblutungsgrößen nach Bestrahlung mit einer Glühlampe und einer Glühlampe mit Wasserfilter:

t = 0,92 bei einem Freiheitsgrad von N-1=4, entsprechend einer Wahrscheinlichkeit von 13%.

bb) Wahrscheinlichkeit des Unterschiedes zwischen den Mittelwerten der Durchblutungsgrößen nach Bestrahlung mit einer Glühlampe und einem Heizdraht:

t = 1,408, entsprechend ist etwa mit 75% ein Unterschied zwischen den Mittelwerten vorhanden.

In beiden Fällen sind die Signifikanzanforderungen nicht erfüllt. Man kann also nicht von einem echten Unterschied der Mittelwerte sprechen.

Relative Durchblutungsgrößen als konsensuelle Reaktion nach 20 Minuten Bestrahlung an der Verträglichkeitsgrenze

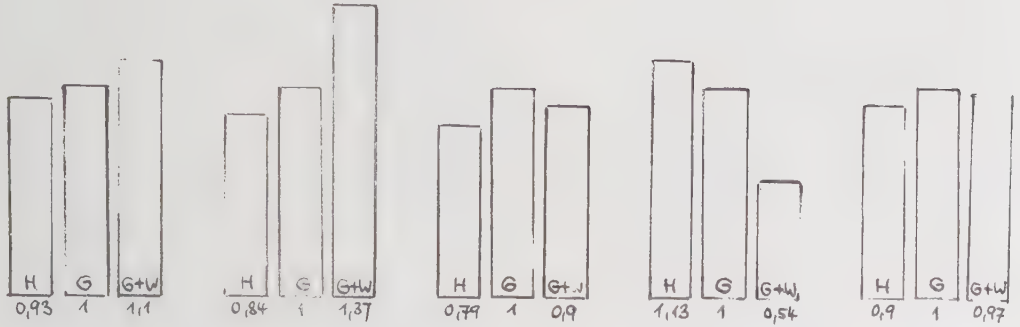


Abb. 11 H = Heizdraht G = Glühlampe G+W = Glühlampe mit Wasserfilter

3. Versuchsreihe

a) Versuchsbedingungen

Die Fragestellung dieser Versuchsreihe steht in keinem direkten Zusammenhang mit den vorangegangenen. Es sollte die Abhängigkeit der Durchblutungsgröße der Haut von der Bestrahlungszeit geprüft werden. Bei 5 Versuchspersonen wurden die Durchblutungsgrößen nach jeweils 5, 1o und 2o Min. Bestrahlung mit einer Glühlampe (Typ Sollux) gemessen. Bestrahlt wurde in allen Fällen mit gerade noch verträglicher Bestrahlungsstärke an der Dorsalseite des unteren Drittels des Unterarmes. Die einzelnen Messungen wurden bei der jeweiligen Versuchsperson nicht unmittelbar nacheinander, sondern als Einzelmessungen zu verschiedenen Zeiten durchgeführt, um einen eindeutigen Ausgangswert der Durchblutungsgröße zu haben.

b) Ergebnisse

Durchblutungsgrößen der Haut
nach 5 - 1o - 2o Minuten Bestrahlung mit einer Glühlampe

	Durchblutungsgröße in ml/1oo ml Haut min			
V.P.	vor	nach 5	1o	2o Min.
1	12	36	63	66
2	5	44	47	71
3	17	74	81	63
4	26	68	74	71
5	15	32	36	53
Mittelwert	15	51	6o	65
%	-	72	9o	1oo

Setzt man den Zuwachs der Durchblutungsgröße in 2o Minuten Bestrahlung als 1oo% fest, so sind durchschnittlich nach 5 Minuten bereits 72%, nach 1o Minuten 9o% der Durchblutungszunahme erreicht.

Die einzelnen Meßgrößen sind auf Abb.12 anhand einer graphischen Darstellung verdeutlicht.

Durchblutungsgrößen der Haut
nach 5-10-20 Minuten Bestrahlung mit einer Glühlampe

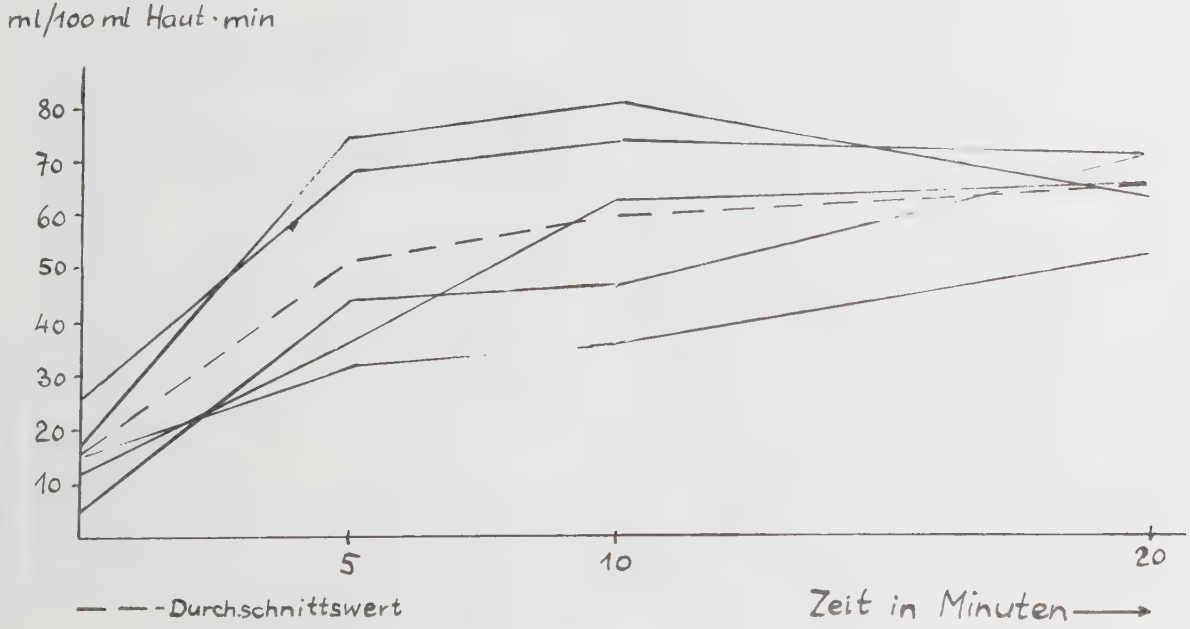


Abb. 12

4. Versuchsreihe

a) Versuchbedingungen

Es soll die Durchblutung röntgengeschädigter Haut im Vergleich zu entsprechenden unveränderten Hautbezirken untersucht werden. Bei 3 für die verwendete Meßmethode geeigneten Fällen - die veränderten Hautbezirke müssen an den Extremitäten lokalisiert sein - wurden jeweils mehrere veränderte Stellen gleichzeitig mit kontralateralen gesunden Bezirken vergleichend gemessen. Da die schwankende und örtlich unterschiedliche Ruhedurchblutung der Haut für einen solchen Vergleich wenig geeignet erscheint, wurden Meß- und Vergleichsmeßstelle vor der Messung etwa 1o Minuten Infrarotstrahlung mit einer Glühlampe ausgesetzt. Anschließend wurden jeweils nacheinander mehrere Messungen an verschiedenen Stellen des bestrahlten Bezirkes vorgenommen.

b) 1. Fall

Pat. J.T. 11 J.

Anamnese: Mit Blutschwamm am rechten Handrücken geboren.
Mit 3 Monaten Radiumbehandlung. Bullöse Reaktion.
Mit 2 Jahren Röntgenbestrahlung der Hämagiomreste (3 Felder, je Feld mit Tub.1 Chaul 1,5 cm FHA, 15oo r)
Mit 5 Jahren Röntgen-Nahbestrahlung: Tubus 1o u. 9 bei 5 cm Abstand und Einzeldosen von 2oo r bis zu einer Gesamtbestrahlung von 18oo r/O.
Mit 1o Jahren operative Entfernung eines Ulcus e radiis.

Befund: Depigmentierung, Hyperpigmentierung, Teleangiektasien.

Es wurden an 4 Hautstellen Messungen der Durchblutungsgrößen vorgenommen, von denen 3 verwertbare Ergebnisse erbrachten. Diese werden jeweils als relative Werte, bezogen auf den Vergleichswert angegeben.

Meßergebnisse:

Meßstelle	Relative Durchblutungsgrößen nach 1o Minuten IR-Bestrahlung	
	Röntgen-geschädigte Hand	gesunde Hand
1	3,72 / 2,8	1
2	7,25	1
3	--	--
4	1,58	1

c) 2. Fall

Pat. H.W., 21 J.

Anamnese: Im Alter von 6 Wochen Radium-Behandlung eines Hämangioms am 5. Finger links. Später Zurückbleiben des Wachstums der Außenseite der linken Hand.

Befund: (siehe Abb.) Der 3., 4., und 5. Finger der linken Hand sind gegenüber der rechten Hand verkürzt. Hyper- und Depigmentierung, einzelne Rhagaden.

Von 4 durchgeführten Messungen war eine nicht und eine nur bedingt verwertbar.

Meßergebnisse:

Meßstelle	Relative Durchblutungsgrößen nach 1o Minuten IR-Bestrahlung	
	Röntgen-geschädigte Hand	gesunde Hand
1	1,85	1
2	---	-
3	1,21	1
4	(0,85)	1

d) 3. Fall

Pat. E.P., 19 J.

Anamnese: Mit 1 Jahr Radium-Bestrahlung eines Naevus am rechten Handrücken.

Befund: Röntgen-atrophischer Bezirk am rechten Handrücken.

Von 4 durchgeführten Messungen war eine nicht verwertbar.

Meßergebnisse:

Meßstelle	Relative Durchblutungsgrößen nach 1o Minuten IR-Bestrahlung	
	Röntgen-geschädigte Hand	gesunde Hand
1	2,18	1
2	2,o	1
3	2,5	1
4	---	-

Auswertung und Diskussion der Ergebnisse

Bei der ersten Versuchsreihe geht es vor allem um die Frage, ob mit Infrarot-Strahlern, die aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften und Aufwendigkeit der Konstruktion die Einstrahlung größerer Wärmeenergien gestatten, auch eine entsprechend stärkere Durchblutung zu erzielen ist.

Diese Frage kann - Bestrahlung an der Verträglichkeitsgrenze vorausgesetzt - mit Sicherheit verneint werden. Die erzielten mittleren Durchblutungsgrößen aller geprüften Strahler unterscheiden sich nur wenig. Bei Berücksichtigung der Fehlerbreite mit dem Signifikanztest ließ sich bei ihnen kein echter Unterschied nachweisen. Allerdings sei betont, daß es nicht möglich war, mehr als 1o Fälle zu untersuchen.

Die wassergefilterte Glühlampe erreichte mit 18% mehr Wärmeenergieabsorption nur eine durchschnittlich um 8% größere Durchblutung als die Glühlampe und mit einer dem Heizdraht um 1oo% überlegenen Bestrahlungsstärke eine nur 14% stärkere Durchblutung! Der Heizdraht steht der Glühlampe trotz der um 41% geringeren absorbierten Wärmeenergie nur um 6% in der erzielten mittleren Durchblutungsgröße nach.

Mittlere Fehler von 1,o8 $\pm$ 0,055, bzw. von 0,94 $\pm$ 0,069 für den Mittelwert sind bei einer Versuchsreihe mit 1o Personen nicht zu hoch, zumal zu berücksichtigen ist, daß in diese Fehlerrechnungen auch mögliche Fehler des Bezugswertes (1) für die Glühlampe mit eingegangen sind. Die mittlere Meßfehlerbreite des Hautmeßfühlers beträgt $\pm$ 1,7%.

Der Grund, warum durch alle geprüften Strahler - trotz unterschiedlicher Energie - ein annähernd übereinstimmender Effekt auf die Durchblutung erzielt wurde, liegt wohl hauptsächlich darin, daß dieser auf nervös-reflektorischem Wege zustande kommt. Bei Bestrahlung im Verträglichkeitsabstand liegen nun für die temperaturempfindlichen nervösen Endorgane der Haut die gleichen Temperaturbedingungen vor und damit die gleichen Voraussetzungen für die reflektorische Durchblutungssteigerung. Auf Abb.6 (HENSCHKE 1939) schneiden sich die Kurven der Temperaturverteilung im Gewebe für 2 Infrarotstrahler bei jeweils maximal verträglicher Bestrahlungsstärke auch etwa in der Gewebstiefe, in der die Thermoreceptoren der Wärmeempfindung liegen. Weitere Komponenten für die Durchblutungssteigerung sind nach Hensel (1952): Direkte thermische Einwirkungen auf Gefäße, Bildung vasoaktiver Stoffe in der Haut durch den thermischen Reiz, Mitreizung anderer Nerven, insbesondere cutaner Schmerznerven, direkte Wirkungen der veränderten Bluttemperatur fern von der Reizstelle.

Da die benutzte Wärmeleitsonde nur eine Gewebstiefe von 3 mm erfaßt, Tiefen- und Fernwirkungen der Infrarot-Bestrahlung aber gerade von klinischer Bedeutung sind, ist die Prüfung der konsensuellen Durchblutungssteigerung der Haut als Maß für die konsensuelle Reaktion von besonderem Interesse. Das mittlere Ergebnis einer Untersuchung von 5 Fällen deckt sich im großen und ganzen mit dem der 1. Versuchsreihe, wobei der Wert für die wassergefilterte Glühlampe noch um 1o% niedriger als bei der 1.Meßreihe und damit um 2% unter dem Vergleichswert für die ungefilterte Glühlampe liegt.Auch hierbei wurde durch den Signifikanztest ein echter Unterschied der Mittelwerte der Durchblutungsgrößen nicht nachgewiesen. (ausgeschlossen).

Allerdings weisen die gemessenen Durchblutungsgrößen für die wassergefilterte Glühlampe eine große Streuung der Einzelwerte auf. Daher ist der Mittelwert bei einem mittleren Fehler von 0,98 ± 0,135 mit Vorbehalt zu beurteilen und sollte durch eine weitere Versuchsreihe abgesichert werden. Die größere Streubreite der Einzelwerte konnte auch daher kommen, daß bei den durchweg geringeren Absolutwerten für die Durchblutung, die keinesfalls etwaigen Maximalgrößen entsprechen, nicht strahlungsbedingte Durchblutungsschwankungen durch äußere und innere Einflüsse in den Meßwerten mit zur Geltung kommen.

Zusammenfassend gesehen bestätigen diese Ergebnisse die Auffassung von KOWARSCHIK (1953): "Wenn physikalisch festgestellt wird, daß die Strahlen dieser oder jener Lampe 1 oder 2 mm tiefer in die Haut eindringen, so ist das therapeutisch ganz belanglos, weil die Tiefenwirkung nicht auf physikalischem sondern auf neuralem Wege über das vegetative Nervensystem zustandekommt und damit praktisch unbegrenzt ist."

Eine weitere Frage wäre nun, ob aus den durch Infrarot-Bestrahlung erzielten Durchblutungsgrößen ohne weiteres auf den therapeutischen Effekt geschlossen werden kann. HENSCHKE und LOOK (1941) konnten, wie bereits erwähnt, bei Bestrahlung an der Verträglichkeitsgrenze unter 3 Strahlern mit demjenigen die besten therapeutischen Erfolge erzielen, bei dem der Anteil an maximal penetrierendem Infrarot am größten war. Weitere vergleichende Untersuchungen über den therapeutischen Effekt liegen allerdings nicht vor.
Wir möchten aber annehmen, daß der therapeutische Effekt bei lokaler Bestrahlung im wesentlichen durch die Durchblutungssteigerung bedingt ist.

Die Messungen der Durchblutungsgrößen der Haut bei zunehmenden Bestrahlungszeiten zeigen, daß im Mittel bereits nach 1o Minuten Bestrahlungsdauer 9o% des Wertes nach 2o Minuten erreicht sind und wegen des flachen Verlaufs der Kurve nach 2o Minuten ein nennenswerter Anstieg nicht mehr zu erwarten sein sollte. Damit wäre die für die beschriebenen Versuche gewählte Bestrahlungszeit von 2o Minuten gerechtfertigt.

Die hier angeführten Vergleichsmessungen der Durchblutung röntgengeschädigter und gesunder Haut genügen nicht, um allgemeingültige Feststellungen zu treffen. Immerhin ist bemerkenswert, daß von 9 Messungen bei 8 für die strahlenveränderte Haut ein größerer Durchblutungswert als für die gesunde Vergleichsstelle festgestellt wurde.

Entsprechende Ergebnisse - allerdings ohne vorherige IR-Bestrahlung - liegen von ROSWIT und Mitarbeitern (1953) vor. Sie führten Durchblutungsmessungen durch, indem sie den Abbau eines Depots von radioaktivem Na^{24} verfolgten. Dabei ergab sich bei 24 von 37 untersuchten Fällen bei strahlungsgeschädigter Haut eine gegenüber der gesunden Kontrollstelle vermehrte Durchblutung. Andererseits besagen quantitative Untersuchungen von HEITE und MACHER (196o) über den Gesamtquerschnitt der Gefäße im histologischen Schnitt nach vorheriger Tuschefüllung, daß ersterer 48 Tage nach Röntgenbestrahlung eindeutig vermindert ist. Dabei wurde keine Bevorzugung eines bestimmten Gefäßkalibers beobachtet.

Zusammenfassung

In dieser Arbeit wird von quantitativen Untersuchungen über die Wirkung der Infrarot-Bestrahlung auf die Hautdurchblutung berichtet. Für die Untersuchungen wurde ein elektrischer Wärmeleitmesser (FLUVOGRAPH) verwendet.

Zunächst werden die Eigenschaften der Infrarotstrahlung selbst dargestellt. Dabei wird im einzelnen auf den Zusammenhang der Oberflächentemperatur des Strahlers mit seinem Spektrum, der möglichen Dauerbelastung und Reflexion der Haut eingegangen. Dann werden die Wirkungen der IR-Strahlung auf den Organismus, wie Temperaturerhöhung und -verteilung, Wärme- und Schmerzempfindung und reaktive und konsensuelle Durchblutungssteigerung erörtert. - Nach einer kurzen Übersicht über den Indikationsbereich der Infrarotbestrahlung in der Dermatologie werden Meßprinzip und die Durchführung von Durchblutungsmessungen mit dem elektrischen Wärmeleitmesser eingehend beschrieben.

Es folgen eigene Untersuchungen. Dabei wird in erster Linie die Frage untersucht, ob mit Infrarot-Strahlern, die aufgrund ihrer durch die Aufwendigkeit der Konstruktion bedingten Eigenschaften die Zuführung größerer Strahlenenergien gestatten, eine entsprechend größere Durchblutung erzielt werden kann.

Zur Klärung dieses Problems werden bei 1o Versuchspersonen jeweils 3 Bestrahlungen mit verschiedenen Infrarotstrahlern bei gerade noch verträglicher Bestrahlungsstärke durchgeführt und die erzielten Durchblutungsgrössen gemessen. Es handelt sich dabei jeweils um einen Heizdraht, eine Glühlampe (SOLLUX) und eine Glühlampe mit Wasserfilter (AQUASOL), wobei sich unter Berücksichtigung der Reflexion die von der Haut absorbierten

Strahlenenergien wie 0,59 : 1 : 1.18 verhalten. Für die Durchblutung werden im Mittel aus je 1o Messungen die Relativwerte 0,94 : 1 : 1,o8 registriert, Größen also, die sich nicht entsprechend der absorbierten Strahlenenergie zueinander verhalten, sondern nahezu übereinstimmen. Die Unterschiede werden nun unter Berücksichtigung der Fehlerbreite mit dem sogenannten Signifikanztest näher untersucht, wobei sich ein signifikanter, d.h. echter Unterschied zwischen den Relativwerten nicht nachweisen läßt. Daraus ergibt sich, daß keiner der untersuchten Strahler - Bestrahlung an der Verträglichkeitsgrenze vorausgesetzt - den anderen bezüglich der Durchblutungssteigerung überlegen ist, also kein Zusammenhang zwischen der eingestrahlten Energie und der Durchblutungsförderung besteht.

Aus der Überlegung heraus, daß die Infrarotstrahlung nur ein sehr geringes Eindringvermögen besitzt, die therapeutisch verwertete Durchblutungssteigerung also im wesentlichen auf nervös-reflektorischem Wege zustande kommt, wird bei einer weiteren Versuchsreihe mit 5 Versuchspersonen die konsensuelle Durchblutungssteigerung fern vom Bestrahlungsfeld quantitativ ausgewertet. Bei Verwendung der oben beschriebenen Bestrahlungsbedingungen ergeben sich für die 3 Strahler im Mittel aus je 5 Messungen die Relativwerte 0,92:1:0,98 für die Durchblutungsgrößen. Auch hierbei wird ein signifikanter Unterschied der Werte trotz unterschiedlicher Strahlenabsorption nicht festgestellt.

In einer Auswertung der Meßergebnisse wird ein Versuch zur Erklärung für dieses Verhalten der Hautdurchblutung gemacht: Bei Bestrahlung im Verträglichkeitsabstand liegen für die temperaturempfindlichen nervösen Endorgane der Haut in jedem Fall die gleichen Temperaturbedingungen und damit die gleichen Voraussetzungen

für die reflektorische Durchblutungssteigerung vor. Letztere muß man bei dem erwähnten geringen Eindringvermögen der Strahlung als das wesentliche Moment ansehen.

Zwei weitere kleinere Versuchsreihen haben zu der ersten Fragestellung keine direkte Beziehung:

Es wird die Abhängigkeit der Hautdurchblutung von der Bestrahlungszeit bei 5 Fällen untersucht. Setzt man den Zuwachs der Durchblutungsgröße nach 2o Minuten als 1oo% fest, so sind durchschnittlich nach 5 Minuten bereits 72%, nach 1o Minuten 9o% der Durchblutungszunahme erreicht.

Endlich wird die Durchblutung strahlenveränderter Haut im Vergleich zu gesunder Haut an 3 geeigneten Fällen untersucht. Es konnten nur die Verhältnisse nach Infrarotbestrahlung geprüft werden. Dabei wurde von 9 Messungen bei 8 für die strahlenveränderte Haut ein größerer Durchblutungswert als für die gesunde Vergleichsstelle gemessen.

Abschließend wird eine Auswertung und Diskussion der Ergebnisse vorgenommen.

Literaturnachweis:

Asbeck, F.: Münchner Medizinische Wochenschrift 1953, 13
Licht- und Trockenbehandlung des Ulcus cruris.

Barth, G. und F.Heinze: Strahlentherapie 1o3, S.546 (1957)
Untersuchungen über die Beeinflussung der
Durchströmung durch verschiedene Methoden
der medizinischen Wärmetherapie.

Benjamin, F.B.:J. invest.Derm. 26, 471 1956.
The effekt of the skin texture on the heating
of the human skin by thermal radiation.

Bode, H.G.: Strahlentherapie 3o, S.359 1928.
Blau- und Rotlicht in der Dermatologie.

Burton, A.C.: Amer. J. Physiol. 129, 326 (194o)
The direct measurement of thermal conductance
of the skin as an index of peripher blood flow.

Büttner, K: Strahlentherapie 55, S. 333 1936
Über den Einfluß der Blutzirkulation auf
die Wärmeverfrachtung der Haut.

Dail, C.W. u.F.B.Moor: Arch.phys.Ther. 19, 135 (1938)
Effekts of hear, cold and other stimuli
upon human circulation.

Dishoek, H.A.E. van: Acta oto-laryngologica 3o, 12o (1942)
(Stockolm) Biologic fundamentals of the
infrared radiation therapie.

Gaertner, O.: Strahlentherapie 4o, S. 377 1931
Die Durchlässigkeit der Haut für Strahlen
im Gebiete von o,3 - 2,o .

Giersberg, H.: Strahlentherapie 86, S.153 (1952)
Der Einfluß einer kombinierten UV- und UR-Strahlung auf den Menschen.

Graf, K., Golenhofen, K. u.Hensel,H.: Pflügers Archiv Bd.264 S.44 - 6o (1957). Fortlaufende Registrierung der Leberdurchblutung mit der Wärmeleitsonde.

Graf, U. u.H.J. Henning: Springer Verlag, Berlin/Göttingen/ Heidelberg 1958, S.9.
Formeln und Tabellen der mathematischen Statistik.

Hardy, J.D. u.C.Muschenheim:M.clin.invest.13m,817 1934
The radiation of heat from the human body. IV: The emission, reflektion and transmission of infrared radiation by the human skin.

Heite, H.-J. u.E. Macher: Strahlentherapie 114, S.274, 196o
Zum Nachweis der Verminderung von Gefäßen mittels Tuscheinjektion nach Röntgenbestrahlung der Meerschweinchenhaut.

Henschke, U.: Strahlentherapie 66, S. 646-662 1939
Biologische und physikalische Grundlagen der Rot- und Ultrarotstrahlentherapie.

Henschke, U. u.H.J.Loock: Strahlentherapie 77, S.149 1947
Die Bedeutung der spektralen Verteilung bei der Wärmetherapie der Zahn- u.Kiefererkrankungen mit sichtbarer und ultraroter Strahlung.

Hensel, H.: Ergebn. d. Physiologie Bd.47, Springer 1952
Physiologie der Thermoreception.

-- Temperatur und Leben, Springer 1955

Hensel, H.: Klin. Wochenschrift Bd.34 S.1273-1276 1956a
Kritische Beobachtungen zur Messung der Hautdurchblutung mit thermischen Methoden.

-- Naturwissenschaften, 43, S.477 1956b
Fortlaufende Bestimmung der Hautdurchblutung am Menschen mit einem neuen Wärmeleitmesser

-- Pflügers Archiv 268, S. 6o4 1959
Meßkopf zur Durchblutungsregistrierung an Oberflächen.

-- und Bender, F.: Pflügers Arch.Bd.263, S.6o3 1956
Fortlaufende Bestimmung der Hautdurchblutung am Menschen mit einem elektrischen Wärmeleitmesser.

-- u.Bock, K.D.: Pflügers Arch. Bd.26o, S.361 1955
Durchblutung und Wärmeleitfähigkeit des menschlichen Muskels.

-- u.E.F. Doerr: Pflügers Arch.Bd.27o,S.78, 196o
Untersuchungen mit einem neuen Hautwärmeleitmesser.

-- und Graf, K.: Pflügers Arch. Bd.266, S.95 1958
Flexible Wärmeleitsonde zur fortlaufenden registrierung der Leberdurchblutung am Menschen.

Keeser, E.: Naunyn-Schmiedebergs Arch.exp.Path. Pharmak. Bd. 166, S. 624 1932 Über die biologische Wirksamkeit verschiedener Lichtarten. II. Mitt.

Keller, Ph.:Strahlentherapie 3o, S. 731 1928
Die Strahlenwärmereaktion der Haut. I.klinische Studie.

Krogh, A.: Berlin Springer 1929
Anatomie und Physiologie der Kapillaren.

Kerslake, D. Mck u. Cooper: Clin. sci. 9. S. 31 1950
Vasodilatation in the hand in response to heating the skin elsewhere.

Kowarschik, J.: Wiener klin.Wochenschrift 1953, 108.
Schmerzstillung durch physikalische Therapie.

Langley, J.N.: Berlin 1922 Autonomes Nervensystem.

Lipross,O.: Zeitschrift für klinische Medizin 141,S.485 1942a
Gewebstemperaturen II. Mitt: Gewebsthermometrische Untersuchungen über die Wirkung physikalisch-naturheilkundlicher Behandlungsverfahren.

-- Zeitschrift für klin. Medizin 141, 544 1942b
Gewebstemperaturen III. Mitt.: Gewebsthermometrische Untersuchungen an sympathektomierten Gliedmaßen.

-- Ergebnisse der physikalisch-diätetischen Therapie, Bd. 41, S. 294, Dresden u. Leipzig, Th.Steinkopf 1951. Die Anwendung physikalisch-therapeutischer Behandlungsverfahren im Blickfeld der Gewebsthermometrie.

Lotz, R.G.A.: Strahlentherapie 86, S.149 1952
Der Einfluß einer kombinierten UV- und UR-Bestrahlung auf den Gasstoffwechsel bei Warmblütlern.

Marchionini, A. u.B.Ottenstein: Z. phys.Ther.4o, 99 (1931)
Untersuchungen über den physiologischen Wirkungsmechanismus von Schwitzbädern als Grundlage für ihre therapeutische Anwendung.

Molander, C.D.: Arch.phys.Ther. 22, 335, 354 1941
Physiologic basis of heat.

Müller Otfried: Stuttgart, Perd. Enke 1937
Die [illegible] des Menschen, Bd.1, S.444

Nückel, H.: [illegible] 94 135
Wärmestrahlung. Grundlage der Therapie mit Infrarot-Strahlern.

Roswit, B., L.H. Wisnam u.J. Zorrentino: Britisch Journal of Radiology, Juni 1955, S.380
The circulation of radiation damaged skin. Radiosodium clearence studies.

Runmann: Zeitschrift f.exp. Medizin 57, S. 768 1927

Schreiber, H. u. E. Spode: Strahlentherapie 93, S. 440 1954
Untersuchungen über die Strahlenreaktion des Blutes II. Der Einfluß der ultraroten Strahlenenergie.

Schubert, J.: Strahlentherapie 31, S. 610 1929
Rot- und Blaulicht in der Dermatologie.

Seitz, E.O.: Arch. physikal. Therapie 7, 205 1955
Physik der Infrarot-Strahlung.

Wijk, A. van: Philips technische Rundschau 6, S. 202 1941
Ein Apparat für die Behandlung mit infraroten Strahlen.

Zum Schluß danke ich Herrn Prof. Dr. Dr. K i m m i g, daß ich über dieses Gebiet an der Universitäts-Hautklinik Hamburg arbeiten durfte.

Herrn Priv. Doz. Dr. W i s k e m a n n bin ich für die Überlassung des Themas, sowie Anleitung, Einführung und wertvolle Hinweise zu Dank verpflichtet.

Lebenslauf

Am 2.7.33 wurde ich, Peter Kiwull, in Riga/Lettland als Sohn des Diplomingenieurs Ernst Kiwull und seiner Ehefrau Gerda geboren.

Im Jahre 1939 siedelte unsere Familie im Rahmen der Umsiedlung der Baltendeutschen nach Adlershorst bei Danzig über, wo ich 1940 in die dortige Volksschule eintrat. 1944 wechselte ich in die Oberschule in Zoppot über. Am Ende des Krieges 1945 mußten wir Westpreußen verlassen und kamen nach Klint im Kreis Land Hadeln/ Niedersachsen. Vom Herbst 1945 an besuchte ich die gymnasiale Abteilung des Athenäums in Stade/Elbe und legte im März 1954 dort die Reifeprüfung ab.

Anschließend studierte ich vom SS 1954 an der Universität Hamburg Medizin und bestand hier 1956 die ärztliche Vorprüfung. Mit Ausnahme des SS 1957, in dem ich an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen studierte, setzte ich das Medizinstudium weiter in Hamburg fort und legte hier 1959 die ärztliche Prüfung ab.

Anschließend war ich an der Universitäts-Hautklinik Hamburg als Medizinalassistent tätig.

Zur Zeit setze ich meine weitere Ausbildung an der 1.Medizinischen Abteilung des Allgemeinen Krankenhauses Hamburg-Eilbek fort.